

# Resultados dosimétricos obtidos com uma câmara de ionização do tipo dedal e com dosímetros termoluminescentes em feixes de tomografia computadorizada

C. C. Ferreira<sup>1</sup>; A. F. Maia<sup>1</sup>; L. G. Almeida<sup>1</sup>; L. E. A. Macedo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe, 49100-000, São Cristóvão-SE, Brasil*

<sup>2</sup>*Radioterapia, Hospital de Urgência de Sergipe Governador João Alves Filho 49080-470, Aracaju-SE, Brasil*

*ccosta@fisica.ufs.br*

*(Recebido em 30 de julho de 2008; aceito em 16 de setembro de 2008)*

O protocolo dosimétrico utilizado em tomografia computadorizada é considerado defasado, sobretudo para os tomógrafos de múltiplos cortes e objetos simuladores de abdomen. A câmara de ionização tipo lápis e o objeto simulador de acrílico atualmente utilizado na dosimetria estão sendo considerados inadequados para as novas características dos feixes dos tomógrafos, devido a grande largura do perfil de dose gerado pelos tomógrafos multi-cortes. Portanto, a definição de novos procedimentos de medidas e a utilização de novos detectores e objetos simuladores é necessária. Assim, este trabalho teve o objetivo de comparar uma câmara de ionização cilíndrica de pequeno volume com dosímetros termoluminescentes de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  para medida de grandezas dosimétricas em um tomógrafo de único corte. Além disso, foram testados objetos simuladores confeccionados com materiais diferentes do acrílico. A dependência energética dos TLDs de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  tem sido um fator limitante na dosimetria de TC. A comparação dosimétrica entre simuladores de água e acrílico mostrou que as doses não variam mais de 9% entre estes simuladores.

Palavras-chave: tomografia computadorizada, objetos simuladores, dosimetria

Computed tomography dosimetric protocol is been considered overdue, mainly for multislice computed tomography and body phantoms. The pencil ionization chamber and phantoms made with polymethyl methacrylate actually used in CT dosimetry are considered inadequate for new features of the computed tomography beams, because the big width of the radiation dose profile generated by multi-slice scans. Therefore, new dosimetric procedures, dosimeters and phantoms are necessary. Thus, this work had the objective compare a cylindrical ionization chamber of small volume with  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  thermoluminescents dosimeters for measurements of dosimetrics quantities in a single-slice CT. Also, phantoms made with different materials of the polymethyl methacrylate were analyzed. The energy-dependence of  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  TLDs is a limiting factor in CT dosimetry. The dosimetric comparison between water phantom and acrylic phantom showed that the percentage difference does not increase more than 9%.

Keywords: computed tomography, phantoms, dosimetry

## 1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) é uma das modalidades mais úteis para a obtenção de imagens anatômicas. As imagens são adquiridas através de um tubo de raios X que gira em torno do paciente. Após cada rotação de  $360^\circ$  do tubo de raios X, uma ou mais imagens tridimensionais de fatias transversais do corpo podem ser produzidas [1]. As imagens são então dispostas lado a lado para formar a imagem completa da região investigada.

Estudos recentes mostram que, apesar do pouco uso da TC em relação a outros procedimentos radiológicos projetionais, a contribuição da TC para a dose coletiva efetiva está em torno de 34% [2]. Além disso, doses recebidas por pacientes em procedimentos de TC são relativamente altas. Por isso, atenção especial deve ser dada ao processo de dosimetria adotado em TC. Atualmente, existem diversos descritores de dose utilizados em TC, onde os mais conhecidos são o índice de dose em tomografia computadorizada e a dose média central devido a múltiplos cortes. Para manter a concordância com as diversas literaturas internacionais e nacionais, chamaremos de CTDI e MSAD, respectivamente. O CTDI é obtido através de um corte do tomógrafo, enquanto o MSAD é obtido através de múltiplos cortes (quantidade de

cortes equivalente ao comprimento da região investigada do paciente). Essas duas grandezas são calculadas pelas equações apresentadas a seguir:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} f(z) dz \quad (1)$$

$$MSAD = \frac{1}{b} \int_{-b/2}^{b/2} D(z) dz \quad (2)$$

onde  $f(z)$  é a dose em função da posição ao longo do eixo  $z$  devido a um único corte,  $D(z)$  é a dose em função da posição ao longo do eixo  $z$  devido a múltiplos cortes,  $T$  é a espessura do corte e  $b$  é o deslocamento da mesa do paciente por rotação do tubo de raios X. Para medir essas duas grandezas, dois objetos simuladores (fantomas) de formato cilíndrico (um para simular a cabeça e o outro para simular o abdômen) são convencionalmente [3]. A figura 1 ilustra um tomógrafo computadorizado com uma mesa de paciente, um objeto simulador e os eixos cartesianos representativos para o cálculo dos descritores de dose.

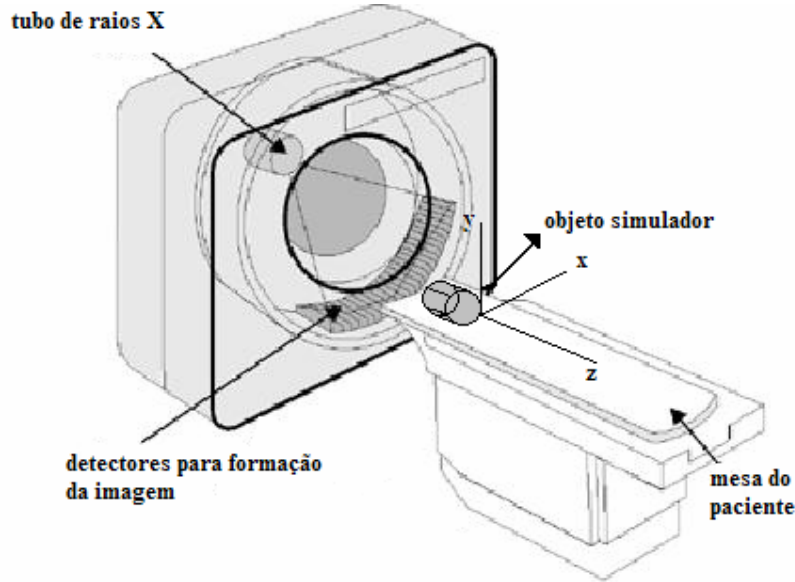


Figura 1: Ilustração do tubo de raios X, mesa do paciente, detectores da imagem, objeto simulador e os eixos cartesianos.

O descritor de dose mais significativo em TC convencional é o MSAD. Entretanto, a sua medida não era, no princípio, implantável nos procedimentos de controle de qualidade. Contudo, há uma relação simples entre o MSAD e o CTDI [3]. Neste trabalho, as medidas foram feitas em condições tais que o CTDI foi igual ao MSAD, e o valor numérico de  $T$  foi igual ao valor numérico de  $b$ .

Uma maneira usual de medir o CTDI é utilizando uma câmara de ionização tipo lápis. A figura 2 mostra uma câmara de ionização tipo lápis. O comprimento ativo dessa câmara é de 100 mm. Nessas condições, para que o CTDI seja igual ao valor do MSAD, considera-se que além desse comprimento a contribuição da radiação espalhada seja desprezível. A aproximação é dada por:

$$CTDI_{100} = \int_{-50}^{50} f(z) dz = \int_{-\infty}^{\infty} f(z) dz \quad (3)$$



Figura 2: Fotografia de uma câmara de ionização tipo lápis, utilizada na dosimetria de TC

Estudos recentes têm mostrado que o comprimento ativo da câmara tipo lápis não é mais adequado para medir o CTDI, pois o comprimento ativo de 100 mm não é suficiente para enquadrar o perfil de dose gerado por um corte, principalmente em TC multicortes e em objetos simuladores do abdômen. Esses estudos têm sugerido o uso de dosímetros termoluminescentes (TLDs), câmaras de ionização de pequeno volume e detectores de diamante para a medida de CTDI e/ou do MSAD [4, 5]. Entretanto, o valor do  $CTDI_{100}$  ainda parece ser uma boa aproximação do  $CTDI_{ideal}$ , quando dosimetria de objetos simuladores da cabeça são realizadas em tomógrafos de único corte [3, 5]. Nesse intuito, este trabalho mostra a comparação de uma câmara de ionização de pequeno volume para a medida do MSAD e de TLDs de sulfato de cálcio dopado com disprósio ( $CaSO_4:Dy$ ) para a medida do  $CTDI_{100}$  e do MSAD em um tomógrafo de único corte. Ambos os dosímetros foram utilizados em objetos simuladores de cabeça preenchidos com três tipos de materiais: massa de modelar, acrílico e água. As medidas efetuadas com a câmara de ionização cilíndrica foram consideradas como referência nesse trabalho.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Os dosímetros escolhidos foram uma câmara de ionização tipo dedal (cilíndrica) fabricada pela PTW UNIDOS, modelo TM 10013, e dosímetros termoluminescentes (TLDs) de  $CaSO_4:Dy$  fabricados pelo IPEN/CNEN, SP, Brasil. Foram medidas as grandezas: MSAD e CTDI. De um lote de 100 TLDs, foram selecionados 30 TLDs para as medidas dessas duas grandezas. A escolha foi baseada nas pastilhas que apresentaram a melhor reprodutibilidade e sensibilidade, após submetidas cinco vezes a um procedimento de irradiação. No procedimento, as pastilhas foram irradiadas sempre com a mesma dose (200cGy), num acelerador linear AL-PRIMUS GMV e, lidas imediatamente numa leitora termoluminescente (TL) fabricada no Departamento de Física da Universidade Federal de Sergipe. Nessa leitora, os TLDs são aquecidos sob taxa de aquecimento conhecida. Uma fotomultiplicadora amplifica o sinal termoluminescente proveniente do aquecimento dos TLDs e uma curva de intensidade do sinal termoluminescente em função da temperatura é adquirida. Após a escolha dos TLDs, a calibração dos dosímetros foi feita em feixe padrão de radiodiagnóstico (RQR9) do Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN/CNEN), com tensão no tubo de 120kV, filtração adicional de 2,5 mmAl, energia efetiva de 36,6 keV e taxa de kerma no ar de 104,86 mGy/min.

Foram construídos três objetos simuladores de cabeça de acordo com os parâmetros relatados na literatura [3, 6]: um de água, um de massa de modelar e outro de acrílico. As dimensões dos três simuladores são: 15,1 cm de diâmetro externo e 16 cm de comprimento, o que é similar aos objetos simuladores comercialmente disponíveis. Os simuladores possuem cinco orifícios de 1,5 cm de diâmetro externo. Sendo um central e quatro periféricos distando 1 cm da borda do objeto simulador. A figura 3 mostra a fotografia dos três objetos simuladores confeccionados.

Os simuladores preenchidos com água e com massa de modelar foram confeccionados a partir de um tubo cilíndrico e bases de acrílico. No simulador preenchido com água, uma das bases possui uma pequena tampa de borracha (de cor preta) para permitir que este seja esvaziado após o uso; tornando-o muito mais viável e de fácil transporte. Já o simulador de acrílico é constituído de oito placas maciças de 2 cm de altura, que unidas totalizam 16 cm.

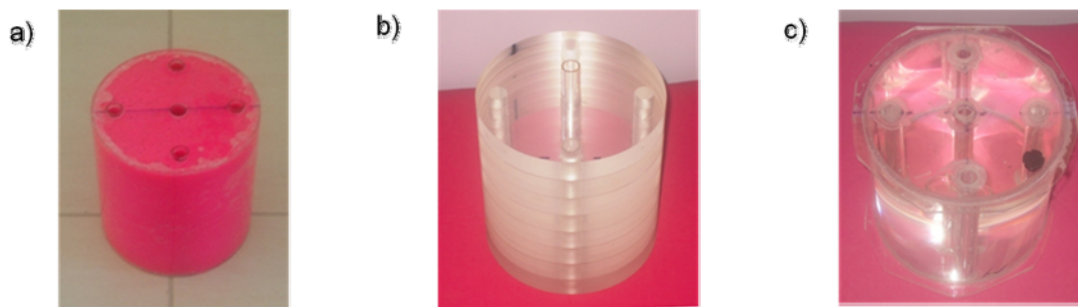


Figura 3: Fotografias dos objetos simuladores de: a) massa de modelar, b) acrílico, c) água.

As medidas dosimétricas foram feitas num tomógrafo fabricado pela GE, modelo HiSpeed, sempre sob as seguintes condições: 120 kVp, 110 mA, tempo de rotação de 3 s, espessura dos cortes de 5 mm e deslocamento da mesa de 5 mm, totalizando 34 cortes ao longo do comprimento dos simuladores dosimétricos.

Para efetuar a medida do MSAD, foram realizados 34 cortes tomográficos sucessivos, para irradiar todo o comprimento dos objetos simuladores (16 cm). As medidas de MSAD foram feitas em duas situações: a primeira utilizando a câmara de ionização cilíndrica de pequeno volume e a outra os TLDs. Na primeira situação, inseriu-se a câmara de ionização cilíndrica no orifício central e foi efetuada uma tomografia. Em seguida, realizou-se outra medida inserindo a câmara de ionização cilíndrica em um dos orifícios periféricos. Já na segunda situação, cada TLD foi colocado num suporte de acrílico, a fim de que o TLD estivesse a 8 cm da borda, ou seja, no centro do objeto simulador. A figura 4 mostra o suporte utilizado para a aquisição do MSAD com os TLDs. Dessa forma, assim como foi feito com a câmara de ionização cilíndrica, primeiro houve uma medida no orifício central e depois, utilizando um TLD diferente, outra medida foi feita num dos orifícios periféricos. Os procedimentos citados acima foram feitos para os três tipos de objetos simuladores.



Figura 4. Fotografia do suporte para medida do MSAD com TLDs.

Para medir o  $CTDI_{100}$ , foi efetuado um único corte central no objeto simulador e o perfil de dose gerado foi integrado de 0 cm a 10 cm. A medida do  $CTDI_{100}$  foi feita apenas no simulador de massa de modelar. Para a sua realização desenvolveu-se um suporte de acrílico com 10 cm de comprimento, onde quinze TLDs foram colocados lado a lado com suas superfícies cilíndricas adjacentes. A medida foi realizada no orifício central e foram colocados dois tarugos de 3 cm de comprimento nas extremidades desse suporte, a fim de que os TLDs estivessem centralizados, ou seja, ocupando os 10cm centrais do objeto simulador. A figura 5 mostra o suporte para a aquisição do  $CTDI_{100}$  com os TLDs.



Figura 5. Fotografia do suporte para TLDs no cálculo do  $CTDI_{100}$ .

É importante ressaltar que em todas as medidas os orifícios que não estavam sendo ocupados pelos dosímetros foram preenchidos com tarugos de acrílico, a fim de minimizar a presença de ar. A figura 6 mostra os tarugos preenchendo os orifícios não ocupados por detectores.



Figura 6. Fotografia dos tarugos nos orifícios não ocupados por detectores.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A figura 7 mostra o resultado da dose recebida pelos TLDs em função do comprimento do objeto simulador, quando um único corte central foi realizado no objeto simulador preenchido com massa de modelar. Esse procedimento foi executado no orifício central e resultou na medida do  $CTDI_{100}$ . No gráfico, é possível perceber que o TLD que ocupou a posição central do eixo z do objeto simulador ( $7,69 \pm 0,05$  cm) indicou a maior dose, decorrente do feixe primário. Enquanto os outros TLDs apresentaram dose devido ao espalhamento do feixe primário pelo objeto simulador. O resultado da integração da dose recebida pelos TLDs ao longo dos 100 mm fornece o valor do  $CTDI_{100}$ . Este valor foi de  $12,90 \pm 0,21$  mGy.

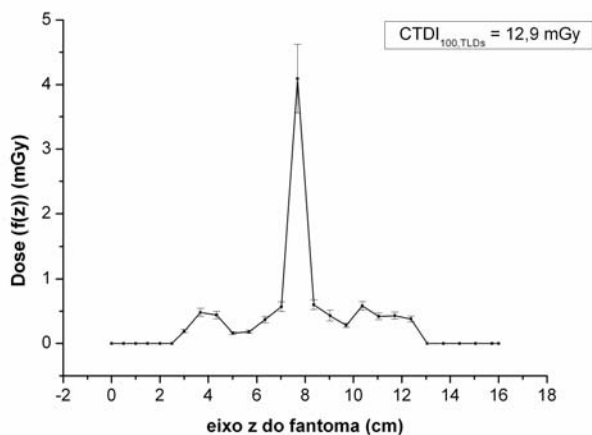


Figura 7. Perfil de dose obtido com os TLDs.

De acordo com a literatura [3, 5], o valor do  $CTDI_{100}$  ainda parece ser uma boa aproximação do  $CTDI_{ideal}$ , quando é utilizado um tomógrafo de único corte para dosimetria de objetos simuladores da cabeça. Assim, para os parâmetros utilizados (espessura do corte igual ao deslocamento da mesa), o resultado da medida do  $CTDI_{100}$  deve ser igual ao valor do MSAD medido neste mesmo objeto simulador.

A tabela 1 mostra os valores de MSAD obtidos em todos os objetos simuladores da cabeça com os TLDs e com a câmara de ionização cilíndrica. Esses valores são similares a valores típicos divulgados na literatura [7].

*Tabela 1. Valores do MSAD obtidos com os TLDs e com a câmara de ionização cilíndrica em todos objetos simuladores confeccionados.*

		TLDs	Câmara Cilíndrica	DPSA (%)	DPTC (%)
Objeto simulador de massa de modelar	orifício central	$16,4 \pm 1,5$ mGy	$34,06 \pm 0,49$ mGy	43	52
	orifício periférico	$33,8 \pm 3,2$ mGy	$42,25 \pm 0,60$ mGy	29	20
Objeto simulador de acrílico	orifício central	$49,7 \pm 4,7$ mGy	$60,14 \pm 0,86$ mGy	-	18
	orifício periférico	$40,8 \pm 7,6$ mGy	$59,12 \pm 0,85$ mGy	-	31
Objeto simulador de água	orifício central	$36,6 \pm 4,0$ mGy	$54,73 \pm 0,78$ mGy	9	33
	orifício periférico	$34,9 \pm 3,8$ mGy	$54,88 \pm 0,79$ mGy	7	36

*DPSA = diferença percentual em relação ao objeto simulador de acrílico para a câmara cilíndrica*

*DPTC = diferença percentual entre os TLDs e a câmara cilíndrica*

Assim, é possível perceber que o valor do  $CTDI_{100}$  não está em concordância com o valor do MSAD quando obtido no objeto simulador preenchido com massa de modelar (diferença percentual de 27%). Isso mostra que para esse objeto simulador, o  $CTDI_{100}$  não pode substituir o  $CTDI_{ideal}$ . A partir da figura 7, é possível perceber que os TLDs das extremidades do perfil de dose ( $z = 3$  cm e  $z = 12,38$  cm) ainda apresentam um valor de dose maior do que zero, indicando que o comprimento de 10 cm ocupado pelos TLDs não é adequado para enquadrar todo o perfil de dose gerado por um único corte do feixe de TC no objeto simulador de massa de modelar.

A tabela 1 mostra a comparação entre os valores de MSAD medidos com a câmara de ionização cilíndrica e com os TLDs em todos os objetos simuladores. É possível verificar que a diferença percentual mínima entre essas medidas foi de 18% para o orifício central do objeto simulador preenchido com acrílico. A principal razão para a diferença percentual entre os valores de MSAD obtidos com os dois detectores é a dependência energética dos TLDs de  $CaSO_4:Dy$  [8]. Quando fazemos uma correção para dependência energética no objeto simulador acrílico, encontramos os seguintes valores de MSAD:  $66,7 \pm 4,7$  mGy para o orifício central e  $55,1 \pm 7,6$  mGy para o orifício periférico. Assim, os novos valores de DPTC são -10% e 7% respectivamente. A correção da dependência energética para os outros objetos simuladores não é facilmente aplicada.

De acordo com a tabela 1, os valores de MSAD no objeto simulador de água foram próximos aos valores conseguidos no objeto simulador de acrílico, quando utilizamos a câmara de ionização cilíndrica. A maior diferença percentual encontrada foi no orifício central (9%). Esse resultado indica que a água e o acrílico atenuam os fótons de raios X (até 120 keV) de forma semelhante. Entretanto, os efeitos das impurezas existentes na água utilizada não foram levados em consideração nesse trabalho. É possível notar ainda, que os valores de MSAD medidos no objeto simulador de massa de modelar são menores do que nos outros objetos simuladores. Diferenças percentuais de 43% e 29% em relação ao MSAD medido no objeto simulador de acrílico foram encontradas para o orifício central e periférico, respectivamente. Isso indica que a massa de modelar apresenta maior coeficiente de atenuação do que os outros materiais para a faixa de energia estudada.

#### 4. CONCLUSÃO

Este trabalho mostra o estudo comparativo entre uma câmara cilíndrica de pequeno volume e TLDs de sulfato de cálcio dopado com disprósio para a aquisição do MSAD e  $CTDI$  de TC de

único corte em objetos simuladores da cabeça. Entretanto, a dependência energética desses TLDs representam um fator limitante na dosimetria de TC, pois dificultam a precisa determinação dos coeficientes de calibração. Um estudo deverá ser realizado para averiguar a validade da aproximação do  $CTDI_{ideal}$  em  $CTDI_{100}$  nos demais objetos simuladores. Os resultados dosimétricos obtidos nos três objetos simuladores refletem a importância de caracterizar um material que seja representativo dos tecidos e órgãos presentes na cabeça.

- 
1. MURRY, R.C. JR. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology", 4<sup>th</sup> Ed., Dallas, Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
  2. REHANI, M.M.; BONGARTZ G.; GOLDING, S.J.; GORDON, L.; KALENDER, W.; MURAKAMI, T.; SHIRIMPTON, P.; ALBRECHT, R.; WEI K. Report 87. 2001 *Annals of the ICRP*. 30:4.
  3. SHOPE, T.B.; GAGNE, R.M.; JOHNSON, G.C. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med. Phys.* 8:488-495 (1981).
  4. DIXON, R.L.; A new look at ct dose measurement: beyond CTDI. *Med. Phys.* 30:1272-1280 (2003).
  5. NAKONECHNY, K.D.; FALLONE, B.G.; RATHEE, S. Novel methods of measuring single scan dose profiles and cumulative dose in ct. *Med. Phys.* 32:98-109 (2005).
  6. INTERNATIONAL AGENCY ENERGY ATOMIC Technical Reports Series no. 457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international code of practice. IAEA. Vienna (2007).
  7. MCNITT-GRAY, M.F. AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in CT, Radiation Dose in CT. *Radiographics*. 22: 1541-1553.
  8. MAIA, A.F.; CALDAS, L.V.E. Tandem study with thermoluminescent materials in standard diagnostic beams. *Revista Brasileira de Pesquisa e Desenvolvimento*. 9:97-100 (2007).